

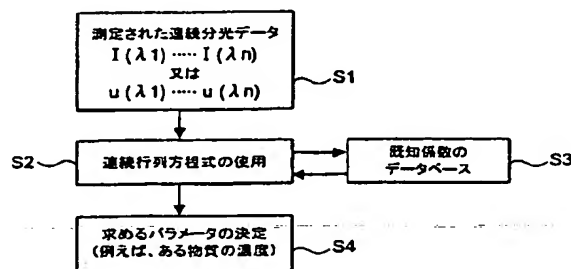


1/3

| | | |
|--|-----------|---|
| <p>(51) 国際特許分類7 G01N 21/17</p> | <p>A1</p> | <p>(11) 国際公開番号 WO00/65330</p> <p>(43) 国際公開日 2000年11月2日(02.11.00)</p> |
| <p>(21) 国際出願番号 PCT/JP00/02638</p> <p>(22) 国際出願日 2000年4月21日(21.04.00)</p> <p>(30) 優先権データ 特願平11/113708 1999年4月21日(21.04.99) JP</p> <p>(71) 出願人 (米国を除くすべての指定国について) 浜松ホトニクス株式会社 (HAMAMATSU PHOTONICS K.K.)(JP/JP) 〒435-8558 静岡県浜松市市野町1126番地の1 Shizuoka, (JP)</p> <p>(72) 発明者 ; および (75) 発明者 / 出願人 (米国についてのみ) 水島宜彦(MIZUSHIMA, Yoshihiko)(JP/JP) 松本和二(MATSUMOTO, Kazuji)(JP/JP) 〒435-8558 静岡県浜松市市野町1126番地の1 浜松ホトニクス株式会社内 Shizuoka, (JP)</p> <p>(74) 代理人 弁理士 長谷川芳樹, 外(HASEGAWA, Yoshiki et al.) 〒104-0061 東京都中央区銀座二丁目6番12号 大倉本館 創英国際特許法律事務所 Tokyo, (JP)</p> | | <p>(81) 指定国 AE, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BY, CA, CH, CN, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL, TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW, 欧州特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE), OAPI 特許 (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), ARIPO特許 (GH, GM, KE, LS, MW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), ユーラシア特許 (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM)</p> <p>添付公開書類 国際調査報告書</p> |

(54) Title: METHOD FOR OPTICALLY ANALYZING INHOMOGENEOUS MEDIUM

(54) 発明の名称 不均質媒質の光学的分析方法



S1...MEASURED CONTINUOUS SPECTROSCOPIC DATA
I(λ1) I(λn)
OR
u(λ1) u(λn)
S2...USE CONTINUOUS MATRICIAL EQUATION
S3...DATABASE OF KNOWN COEFFICIENT
S4...DETERMINE PARAMETER (FOR EXAMPLE,
CONCENTRATION OF A
SUBSISTENCE)

FP02-0261
-00W0-HP
03.4.22
SEARCH REPORT

(57) Abstract

Light is made to enter an inhomogeneous medium and the transmitted or reflected light is measured. The measured intensity of light is expressed by the linear sum of exponential functions of the depth of penetration to base e or the function formed by the exponent and a function derived from the function formed by the exponent. The function includes a physical quantity of the inhomogeneous medium as a coefficient. Amount-of-light measurement data about the wavelengths and thicknesses is acquired. By substituting the intensity and other known information in the function and a relation derived from the function, the physical quantity of the inhomogeneous medium can be determined. Thus, a method for optically analyzing an inhomogeneous medium accurately is provided.

(57)要約

不均質媒質中に光を入射させ、その透過光または反射光を検出する。検出された光の強度は e を底とする侵入深さの指数関数の線形和ないしその指数で構成される関数及びそれから誘導される関数で表される。この関数は不均質媒質の物理量を係数として含んでいる。複数の波長又は厚みにおいて光量測定データを取得し、この関数におよびこれから導出される関係式に光強度又は他の既知情報を代入すれば、不均質媒質の物理量を決定することができる。これにより、正確な分析が可能な不均質媒質の光学的分析方法を提供することができる。

PCTに基づいて公開される国際出願のパンフレット第一頁に掲載されたPCT加盟国を同定するために使用されるコード(参考情報)

| | | | | | | | |
|----|--------------|----|---------|----|-------------------|----|------------|
| AE | アラブ首長国連邦 | DM | ドミニカ | KZ | カザフスタン | RU | ロシア |
| AG | アンティグア・バーブーダ | DZ | アルジェリア | LC | セントルシア | SD | スーダン |
| AL | アルバニア | EE | エストニア | LI | リヒテンシュタイン | SE | スウェーデン |
| AM | アルメニア | ES | スペイン | LK | スリ・ランカ | SG | シンガポール |
| AT | オーストリア | FI | フィンランド | LR | リベリア | SI | スロヴェニア |
| AU | オーストラリア | FR | フランス | LS | レソト | SK | スロヴァキア |
| AZ | アゼルバイジャン | GA | ガボン | LT | リトアニア | SL | シエラ・レオネ |
| BA | ボスニア・ヘルツェゴビナ | GB | 英国 | LU | ルクセンブルグ | SN | セネガル |
| BB | バルバドス | GD | グレナダ | LV | ラトヴィア | SZ | スワジランド |
| BE | ベルギー | GE | グルジア | MA | モロッコ | TD | チャード |
| BF | ブルキナ・ファソ | GH | ガーナ | MC | モナコ | TG | トーゴ |
| BG | ブルガリア | GM | ガンビア | MD | モルドヴァ | TJ | タジキスタン |
| BJ | ベナン | GN | ギニア | MG | マダガスカル | TM | トルクメニスタン |
| BR | ブラジル | GR | ギリシャ | MK | マケドニア旧ユーゴスラヴィア共和国 | TR | トルコ |
| BY | ベラルーシ | GW | ギニア・ビサウ | | | TT | トリニダード・トバゴ |
| CA | カナダ | HR | クロアチア | ML | マリ | TZ | タンザニア |
| CF | 中央アフリカ | HU | ハンガリー | MN | モンゴル | UA | ウクライナ |
| CG | コンゴ | ID | インドネシア | MR | モーリタニア | UG | ウガンダ |
| CH | スイス | IE | アイルランド | MW | マラウイ | US | 米国 |
| CI | コートジボワール | IL | イスラエル | MX | メキシコ | UZ | ウズベキスタン |
| CM | カメルーン | IN | インド | MZ | モザンビーク | VN | ヴェトナム |
| CN | 中国 | IS | アイスランド | NE | ニジェール | YU | ユーゴスラヴィア |
| CR | コスタ・リカ | IT | イタリア | NL | オランダ | ZA | 南アフリカ共和国 |
| CU | キューバ | JP | 日本 | NO | ノールウェー | ZW | ジンバブエ |
| CY | キプロス | KE | ケニア | NZ | ニュージーランド | | |
| CZ | チェッコ | KG | キルギスタン | PL | ポーランド | | |
| DE | ドイツ | KP | 北朝鮮 | PT | ポルトガル | | |
| DK | デンマーク | KR | 韓国 | RO | ルーマニア | | |

明細書

不均質媒質の光学的分析方法

技術分野

本発明は、不均質媒質の光学的分析方法に関する。

5 背景技術

光による媒質（物質）内部の探査、計測、分析等の研究が行われている。媒質に光を照射すると、その内部において光の吸収及び散乱が生じる。これらは媒質構成材料の物理量に応じて変化するため、当該媒質からの透過光又は反射光を測定すれば、測定値に基づいて物理量を決定することができる。例えば、この測定

10 値に基づいて、媒質中の含有成分の光吸収係数を決定できる。

特に、媒質が吸収ばかりでなく光散乱を呈するときは、物理量の決定にその散乱係数を併せて考慮する。単純な場合、これらの基本式については公知である。散乱係数がある場合の計測例は、特開平 2-234048 号公報に示されている。同公報においては、時間変数を用いることにより、測定された光強度の過渡波形

15 から、散乱及び吸収の解析を行っている。

また、本願と類似の指数関数を使った物理量の解析例としては、特開平 4-297854 号公報が知られている。同公報は、媒質における光拡散効果を補正する方法について開示しており、吸光度補正関数としては指数関数を用いる。

均一媒質においても、光の拡散によって実効光路長が増大する。実効光路長が増大すると、光強度減衰が起こる。したがって、同公報の物理量解析においては、吸光度変化の影響を補正するときに、物理的内容の不明確な定数を有する指数関数を経験的に導入し、見かけ上の光強度を修正している。なお、不均質媒質においても、同様の現象が生じるが、同公報においては不均質媒質を対象としていない。このように、媒質の物理量解析において、吸収係数及び散乱係数を考慮する

20

25 ものは多く知られている。

発明の開示

しかしながら、従来、当該媒質が光散乱を示し、かつ不均一構造を持つ場合、換言すれば、媒質が均一でなく半透明、乳白色媒体に埋もれている場合においては、その物理量解析手法は知られていない。天然物や生物体などは不均質かつ散乱性媒質の代表的なものである。勿論、不均質媒質を均質と見なして近似的に解析することはできるが、各組織の光学特性が異なり、組織間の相互散乱が起こるときには、従来の理論では媒質内部における光の減衰程度を記述することができない。さらに、屈折率が異なれば、光速度も異なるので、一定の光速度で伝播するという仮定による解析方法も成立しない。微視的なモンテカルロ法などの解析は、不均一構造分布を精密に仮定しなければ解けないため、一般的に適用できる分析ではない。このように従来の方法では、正確な物理量解析を行うことはできない。

本発明は、このような不均一、多相又は混合状態の媒質について、各構成材料の成分を分離して光強度との関係式を規定することにより、不均質媒質の物理量を正確に分析可能とした、不均質媒質の光学的分析法を提供することを目的とする。

本発明は、不均質媒質中に光を入射させ、不均質媒質から出射される光の強度を検出し、検出された光強度を所定の関数に代入し、この関数に基づいて不均質媒質の物理量を決定する不均質媒質の光学的分析方法において、複数の組織相互間の光散乱にあう光が出入りする状況を記述する連立微分方程式の解を記述関数で表現する。該関数は不均質媒質の物理量に依存し e を底とする光の侵入深さの指数関数の線形和と光強度との関係を規定する関数である。この場合、不均質媒質の物理量を正確に分析することができる。

上記物理量は不均質媒質の吸収係数、不均質媒質の散乱係数、又は不均質媒質中の所定成分の濃度によって規定される。

この関数は、強度を I 、侵入深さを t 、物理量に依存した未知数を α 及び β とするとき、 $I = (e^{-\alpha t} + e^{-\beta t}) / 2$ で示されることを特徴とする。

また、反射により上記出射される光は、不均質媒質によって反射された反射光であり、反射光の光量（強度）は、 $(\alpha + \beta) / \alpha \beta$ 及び $1 / \alpha \beta$ の線形和によって示されることを基本的特徴とする。

図面の簡単な説明

5 図 1 A は被測定試料 S M に光 L T を照射した場合に得られる透過光の強度 $I(\lambda 1)$ 、 $I(\lambda 2)$ 、…、 $I(\lambda n)$ を説明するための図である。

図 1 B は被測定試料 S M に光 L T を照射した場合に得られる反射光の強度 $u(\lambda 1)$ 、 $u(\lambda 2)$ 、…、 $u(\lambda n)$ を説明するための図である。

10 図 2 は実施形態に係る不均質媒質の分析方法について説明するためのダイアグラムである。

発明を実施するための最良の形態

以下、実施の形態に係る不均質媒質の光学的分析方法について説明する。以下の説明において、基本的概念を手助けするために、図 1 A、図 1 B 及び図 2 を明示する。

15 図 1 A は透過の場合の基本的な例示例であり、被測定試料 S M に光 L T を照射した場合に得られる透過光の連続的な分光強度 $I(\lambda 1)$ 、 $I(\lambda 2)$ 、…、 $I(\lambda n)$ を示したものであり、図 1 B は反射光の場合の基本的な例示例であり、同じく被測定試料 S M に光 L T を照射した場合に得られる反射光の連続的な分光強度 $u(\lambda 1)$ 、 $u(\lambda 2)$ 、…、 $u(\lambda n)$ を示したものである。

20 図 2 は実施形態に係る不均質媒質の分析方法について説明するためのダイアグラムである。本実施形態においては、上述のように、まず、連続分光データ $I(\lambda 1)$ 、 $I(\lambda 2)$ 、…、 $I(\lambda n)$ 、 $u(\lambda 1)$ 、 $u(\lambda 2)$ 、…、 $u(\lambda n)$ を求める (S 1)。得られたデータから連立行列方程式（連立方程式）をたてる (S 2)。これについては下記本文中に示す式を用いる。方程式で求いるパラメータは、既知係数のデータベース (S 3) 内のものを用いるか、または測定計算
25 後、既知係数データベース内の値を変更しながら求めることもあり得る。最後に

最終的なパラメータ（例えば、ある特定物質の濃度）を決定する（S4）。図等を用いて概略を説明すると以上の通りであるが、以下実施の形態に係る不均質媒質の光学的分析方法について述べる。

まず、均一な媒質における一般的な光の吸収及び散乱現象について説明する。

5 一般に、媒質内部においては光の吸収及び散乱が起こる。以下の説明において、 μ_a , μ_s , x , t , P は以下のものを示す。

（表1）

μ_a : 媒質の単位モル濃度当たりの吸収係数

10 μ_s : 媒質の単位モル濃度当たりの散乱係数

x : 光強度

t : 光の侵入深さ

P : 媒質の存在モル濃度

15 吸収及び散乱が共存するとき、両者は独立事象なので、以下の微分方程式（式1）が良い近似として得られ、その解が（式2）に示される。

$$\frac{dx}{dt} = -(\mu_a + \mu_s)Px \dots \dots \dots (\text{式1})$$

$$x = e^{-(\mu_a + \mu_s)Pt} \dots \dots \dots (\text{式2})$$

また、散乱現象には異方性が起こり得るので、これを考慮するとき、散乱係数は通常 μ_s ではなく以下の方程式（式3）で示される μ_s' を μ_s の代わりに用いる。
20 なお、 g は異方性係数で、等方散乱のとき0、前方のみへの散乱の時+1、後方のみへの散乱のとき-1である。

$$\mu_s' = \mu_s(1 - g) \dots \dots \dots (\text{式3})$$

侵入深さ t 、媒質の吸収係数 μ_a 、散乱係数 μ_s 及び媒質の存在モル濃度（モル濃度） P のいずれか 3 つが判明している状態で、光強度 x を測定すれば、（式 2）から、残りの 1 つを特定することができる。

ところが、上記は、媒質が均一であると仮定してなされた物理量測定アルゴリズムであって、不均質媒質における物理量の測定や分析には、より正確なものが
5 必要である。以下、不均質媒質における物理量の測定や分析について説明する。

以下の説明においては、媒質が不均質の場合を考える。最も簡単な場合、光の進行方向に 2 つの組織 X 、 Y が存在しているとする。媒質が生体組織の場合、 X 組織は毛細血管の集合を、 Y 組織は血管以外の組織（脂肪や筋肉組織等）を示し
10 ており、これらは混在している。

組織 X と組織 Y との間には光の進行に伴う相互作用が生じ、光の相互混合が発生している。光の散乱によって両組織相互間において光の再分配が起こる。以下の説明において、 x 、 y は以下のものを示す。

（表 2）

x : 組織 X における光強度（光量）

y : 組織 Y における光強度（光量）

より正確には、 x 、 y は測定している光束プローブ全断面積について考えた場合の、そこに含まれる当該組織 X 、 Y の全断面積と単位深さの積で規定される体
20 積中に存在する光子数に相当する。あるいは、光子密度に X 、 Y それぞれの断面積を掛けたものと考えても良い。 x 、 y の個々の値は後で消去されるので、密度や断面積をここで特定しておく必要はない。

両組織 X 、 Y における光強度（光量） x 、 y は、以下の微分方程式（式 4）によって与えられる。

$$\frac{dx}{dt} = -ax + by$$

$$\frac{dy}{dt} = cx - dy$$

.....(式4)

なお、係数 a 、 b 、 c 、 d は、それぞれ以下のものを示す。

(表3)

5

a : X組織における吸収及び散乱による損失係数

b : Y組織における散乱光のうち X組織に混入する成分の係数

c : X組織における散乱光のうち Y組織に混入する成分の係数

d : Y組織における吸収及び散乱による損失係数

10

ここで、上記吸収、散乱及び損失について説明しておく。更に詳細に議論するため、上記の μ_a 、 μ_s の定義を改めて正確に記す。

説明において、 μ_a 、 μ_s 、 μ_{ax} 、 μ_{sx} 、 μ_{ay} 、 μ_{sy} 、 μ_s'' 、 E 、 P_x 、 P_y は、以下のものを示す。

15

(表4)

g : 異方性係数

μ_a : 単位濃度当たり単位長当たりの基準吸収係数

μ_s : 単位濃度当たり単位長当たりの基準散乱係数

μ_{ax} : X組織における単位濃度当たり単位長当たり吸収係数

μ_{sx} : X組織における単位濃度当たり単位長当たり散乱係数

5 μ_{ay} : Y組織における単位濃度当たり単位長当たり吸収係数

μ_{sy} : Y組織における単位濃度当たり単位長当たり散乱係数

μ_s'' : 横方向の単位濃度当たり単位長当たり光散乱係数

E : 散乱光が隣接組織に入るときの幾何学的な構造係数

P_x : X組織内における目的物質の濃度

10 P_y : Y組織内における目的物質の濃度

他組織への光損失係数は、横方向光散乱係数 μ_s'' と構造係数Eの積 $\mu_s'' \times E$ で与えられる。横方向散乱係数 μ_s'' は、近似的に $\mu_s'' = \mu_s$ となる。また、構造係数Eは、光がX組織からY組織へ、Y組織からX組織へ流入する状況を規定する。

15 吸収係数が散乱係数と共存する時、光子の平均自由行程は吸収係数と散乱係数との和に関係する。すなわち、

$$b \propto \frac{\mu_{sy}}{\mu_{ay} + \mu_{sy}}$$

$$c \propto \frac{\mu_{sx}}{\mu_{ax} + \mu_{sx}}$$

20 である。

もし散乱係数が大きい、一方の組織の断面積が小さいとき、 b (Y組織における散乱光のうちX組織に混入する係数) = c (X組織における散乱光のうちY組織に混入する係数) である。

生体では、吸収よりも散乱が非常に大きいので $b = c$ が成立する。また、波長に依存しない定数となる。これらのことは、計算を簡略化するに有効である。その理由は、光が隣接組織に混入するためには、もともと光子は境界面から光子平均自由行程内に存在しなければならないが、その平均自由行程は散乱物質濃度に逆比例するからである。

上記係数 $\mu_{ax}, \mu_{sx}, \mu_{ay}, \mu_{sy}, \mu_s''$, E_x, E_y, P_x, P_y を用いると、係数 a, b, c, d は、以下の方程式 (式5) で与えられる。ここで、 b, c は、それぞれ、 a, d とは独立して付加される点に注意が必要である。なお、添字 x, y は、それぞれが X、Y の各組織に関係していることを表す。

$$a = (\mu_{ax} + \mu_{sx}(1 - g) + \mu_{sx}E_x)P_x$$

$$b = \mu_{sy}E_yP_y$$

$$c = \mu_{sx}E_xP_x$$

$$d = (\mu_{ay} + \mu_{sy}(1 - g) + \mu_{sy}E_y)P_y$$

...(式5)

なお、上述のように目的媒質 (組織) 以外に余分な表皮層、例えば皮膚があって、これを通して目的媒質を計測しようとする場合、光が皮膚を透過した後、内部の組織に入射する位置を $t = 0$ とする。皮膚透過による光の減衰量を K^* とする。また、皮膚における吸収又は散乱を別途測定しておけば、減衰量 K^* は特定することができるので、結果的な測定値を減衰量 K^* の分だけ補正することがで

きる。

減衰量 K^* による補正は、必要な場合に毎回適用すれば良いことは自明である。
また、後で示すように、減衰量 K^* を未知係数として処理することもできるから、
以下の関数表示ではこの補正については省略する。

- 5 以下の説明では、 $t = 0$ における入射光量を基準にして、測定光量を規格化して示す。上記連立微分方程式（式4）の一般解は、 A 、 B 、 C 、 D を未知数として以下の（式6）で与えられる。

$$x = Ae^{-\alpha t} + Be^{-\beta t}$$

$$y = Ce^{-\alpha t} + De^{-\beta t}$$

...(式6)

- 10 この方程式を検討する際に、各組織の断面が、測定光プローブ断面より充分大きければ、 X 組織か Y 組織かの均一相のみを選んで光照射できるから、問題は単純化できる。

しかしながら、現実の各組織の断面積は、プローブ断面積よりも充分に小さい場合が多く、実際に測定される光量 I は、常に光量 x と光量 y の和となる。換言
15 すれば、実用的には光量 I （ $=x+y$ ）のみが意味のある測定可能量である。

更に言えば、このような場合には、測定される光量 I は、 X 組織及び Y 組織、
両者の影響を含み、各組織間には相互作用がある。従って、散乱が強いものとする
と、両組織間で光量の平均化が生じる。

- 20 ここで、光入射時の初期条件として、 $t = 0$ のとき、一般に入射光量を以下の（式7）のように規格化しておく。

$$I = x + y = 1 \quad \dots(\text{式7})$$

深さ z における光量 I は、以下の (式 8) で表される。

$$I = x + y = (A + C)e^{-\alpha z} + (B + D)e^{-\beta z} \dots (\text{式 8})$$

- 5 (式 7) による規格化によって、(式 8) から直ちに次の (式 9) を導くことができる。

$$I = x + y = \frac{e^{-\alpha z} + e^{-\beta z}}{2} \dots (\text{式 9})$$

すなわち、出力光量 $I (=x+y)$ は、 α 及び β のみで規定することができる。
ここで示されるように、均一相の場合の単一指数関数表示とは異なる。

- 10 ここで、諸係数に関する定理を、若干の演算によって導いておく。 α 、 β 、 $\alpha + \beta$ 、 $\alpha - \beta$ 、 $\alpha \beta$ は以下の式で与えられる。

$$\alpha = \frac{(a+d) + \sqrt{(a-d)^2 + 4bc}}{2}$$

$$\beta = \frac{(a+d) - \sqrt{(a-d)^2 + 4bc}}{2}$$

$$\alpha + \beta = a + d$$

$$\alpha - \beta = \sqrt{(a-d)^2 + 4bc}$$

$$\alpha\beta = ad - bc$$

...(式10)

また、光の侵入深さ t を含まない有用な表現も定理として利用できる。係数 a 、 d のうち他組織に逃亡しない成分を m 、 n とすると、 m 及び n は以下の (式 11) で与えられる。

5

$$m = a - c$$

$$n = d - b$$

...(式11)

したがって、以下の (式 12) も成立する。

$$b - c = \frac{m^2 + n^2 + 2\alpha\beta - (a + \beta)(m + n)}{m - n} \dots(\text{式12})$$

$b = c$ の時には、 m 、 n 、 α 、 β は以下の関係式（式13）を満たす。

$$m^2 + n^2 + 2\alpha\beta - (\alpha + \beta)(m + n) = 0 \dots(\text{式13})$$

5 ここで、光量 I が測定されると、未知数は α 及び β の2つであるから、式の数
が、（式9）を含めて2つであれば、 α 及び β を特定することができる。この付
加的な式は、例えば、光の侵入深さ t を知ることによって得られる。

このように、 α 及び β が特定されると、それから目的の不均質媒体に関する物
理量を特定することができる。換言すれば、上記の関係式から、不均一媒質につ
いてもすべての情報を入手したことになる。

10 この物理量としては、 α 及び β を構成する係数 a 、 b 、 c 、 d を規定する吸収
係数、散乱係数、構造係数及び目的物質の濃度（ μ_{ax} 、 μ_{sx} 、 μ_{ay} 、 μ_{sy} 、 E_x 、 E_y 、
 P_x 、 P_y ）等が列挙される。実験から得られる式数が上記の未知数の数以上にな
れば、種々の物理量を特定することが可能となる。

一般的には $b \neq c$ なので、 b 、 c を未定係数として扱い、求める濃度 P_x 、 P_y
15 にこれらを加えて連立方程式を解く。未知数が多いので、後述のように、種々の
波長で測定を繰り返し、その結果得られた式を連立させて最適化された解のセッ
トを求めればよい。

本分析方法の特徴は、不均一系の構造や相互作用などの性質は陽に表示される
ことなく消去されるので、 b 、 c の値に依らず解を求められることである。しか

も数学的に近似を含まず、厳密な解の表現を保持できる。従って、その不均一の状態の如何なる場合にも、それを考慮することなく解を導出できる。すなわち、本方法は、光の進行方向に各組織の程度や断面積などが変動するような場合にも適用可能である。この理由は、不均一系の構造や特徴 (b , c) は、何等の拘束条件を受けないままで、最終的に消去されるからである。

以上のように、上記によれば、それぞれの組織固有の μ_a , μ_s は単位モル濃度あたりの吸収又は散乱係数の標準値であるから、決定された α , β と前記諸定理を組み合わせれば、それぞれの波長における未知数、例えば P_x , P_y を決定することができる。

方程式数を増やすために、入射光の波長を変えて、上記と同じ手法を繰り返せば、所要の波長範囲における吸収スペクトルを得ることができるが、こうして得られた吸収スペクトルは、想定される成分が複数の時にはそれらの吸収係数の和となっているので、分離する必要がある。このとき、それぞれの成分単独の吸収スペクトルは通常文献等で知られているので、それらを既知係数として、多変数の線形計画法により、各成分濃度を計算により分離決定することができる。

実際の計測においては、いろいろな手法がある。例えば、被測定試料の厚みを数点変えて測定できる場合には、透過出力光量を厚みの関数として表示し、それが2つの指数関数の線形和であるように α , β を決定する。この計算は他の未定係数がないので容易である。

上述の未知数を決定する場合には、未知数以上の数の方程式を得るために、測定条件を変えた測定が必要である。その可変パラメータの一つとしては例えば厚み t があるが、厚み t が可変できないものもある。そこで、透過光量 I を測る際に、厚み t を変えられない場合を考える。このときは、直接に α , β を決定することはできないので、全スペクトル領域の測定を行う。こうして、方程式の数を増やすことができる。まず、各単独成分の単位モル当たりのスペクトルは既知であるとする。この場合、各波長のデータについて、これから各成分の存在量を決

定するために、(式9)及び前記諸定理(例えば(式10))で示される計算を行い、これらと組み合わせて用いられる最適化計算法によって α 、 β を数値的に収束させれば、必ず解が得られる。

5 未知数が α 、 β 、 t ならば、測定には最低3波長が必要で、望ましくは誤差を減少させるために、更に多くの波長を測定に用いる。 α 、 β が決定できれば、それ以降の手法は前記と同様でよい。勿論、未知数として α 、 β の代わりに、その次段階で求めるべき P_x 及び P_y を直接用いてもよい。複数物質を分離するためには、波長測定点は更に多い方が良く、行列計算を行うので、その誤差を減らすためには、直接 P_x 、 P_y を計算して、計算の段階を減少させる方が好ましいからで
10 ある。

厚み t を変えることができない、また特定の厚みと関係づけられない別の例として、反射法がある。これは被検物質の内部に侵入した光が、その内部の散乱によって逆に入射面に戻ってくるので、これを計測して内部の情報を解析しようとする方法である。これを均一相に応用する場合には、Kubelka-Munk
15 (K-M)法と呼ばれる方法が広く使われてきた。しかしながら、不均一相については、従来のK-M法は適用できないと考えられていた。ここでは、このような場合の計算法について説明する。

反射光、すなわち、戻り光の強度(u)は、規格化した形での係数を使って表現すると、以下の(式14)で表される。

$$u = \mu_{SK} L \times \frac{1 - \mu_{SK} L}{2}$$

但し

$$L = \frac{\frac{\alpha + \beta}{2\alpha\beta} + \frac{2}{\alpha + \beta}}{4}$$

$$bc = \frac{8Lad(a + d) - (a^2 + 18ad + d^2)}{8\{L(a + d) - 2\}}$$

...(式14)

ここで、Lは本来は平均自由工程を指すが、K-M法においては、逆方向に戻ってくる場合の規格化したときの理論解に相当すると仮定できる。

μ_{SK} は、逆方向（後方）散乱係数であり、 $\mu_{SK} = \mu_s g$ と表示することができる。

5 本発明の場合には、これは組織X、Yに関して平均化された数字である。この値が判明しているときは既知係数として扱う。この値が不明のときは、後述の最適化数値計算において、未定係数として扱うこともできる。

10 この場合、未知数が α 、 β 、 μ_{SK} ならば、それに応じて最低3波長、できれば誤差を減らすために更に多くの波長の光で反射光の測定を行う。勿論、未知数として α 、 β の代わりに、その次段階で求めるべき P_x 及び P_y を直接用いてもよい。

反射法では、相互作用項を非線形表示で含む為、最後までは解析的に解くことができない。しかし、既に説明したように、b、cは波長に無関係な定数であること、また全波長のスペクトルを測定し、各波長について各単独成分スペクトルが既知であることを利用して、各成分の配合比を未定係数として見なして数値計

算より解くことができる。未定係数を含む多変数の線形計画法（最小自乗法）は公知であるから、この条件で計算機により、収束解を求めることができる。

上に例示したものは、X、Yの2つの組織が存在するときの扱いである。このときには α 及び β 、2つの媒介変数を使用すれば良いことを示した。もし、X Y Zの3つの組織が存在するときは、3変数の行列から出発し、 α 、 β 、 γ などの媒介変数を使用すれば良い。

また、被分析目的物質が複数種含まれており、そのスペクトルが同一波長で重なるときは、それぞれを分離する必要がある。これは上述の P_x 又は P_y を複数種が構成しているとして、それぞれの線形和が寄与しているのであるから、それだけの未知数及び未定係数が増えた分だけ測定波長の数を増やせば解くことができる。すなわち、本方法では、必ず数種（最低3種）の波長で、好ましくは10種以上の波長で測定が同時になされる必要がある。

さらに次の応用形態についてのべる。ひとつの組織に複数の目的物質が含まれている場合の、別の解析方法に応用することも実用上重要である。この例ではX組織にi物質とj物質が共存し、Y組織には目的物質ではないが、別の散乱物質kが存在すると考える。このとき各濃度を P_i 、 P_j 、 P_k とし、 μ 係数についてはそれぞれ、i、j、kの添字で識別することとすれば、（式4，式5）に相当する式は次の（式15）のようになる。

$$\begin{aligned}\frac{\partial x}{\partial t} &= -(\mu_a + \mu_s')_i P_i x - (\mu_a + \mu_s')_j P_j x + \mu_{sk}'' P_k y \\ \frac{\partial y}{\partial t} &= -(\mu_{si}'' P_i + \mu_{sj}'' P_j) x - (\mu_a + \mu_s')_k P_k y \\ &\dots(\text{式15})\end{aligned}$$

簡単の為に、 $(\mu_a + \mu_s')_i$ を μ_i のように書くと、上記方程式と演算を次の（式

16) のように縮約できる。

$$\frac{\partial x}{\partial t} = -ax + by$$

$$\frac{\partial y}{\partial t} = cx - dy$$

$$a = \mu_i P_i + \mu_j P_k$$

$$d = \mu_k P_k$$

...(式16)

もし未知量は P_i 、 P_j であり、未定係数は b 、 c であるなら、少なくとも4種の波長測定値を用いて解を求めることができる。

5 ただし表示式は長いので、ここには記載しない。もちろん、さらには多くの波長を用いて、誤差を最小にすべく最適化計算法を適用することが望ましい。

すでに説明したように、散乱が強いときや毛細血管などの場合には、相互に散乱する係数は等しいので、これらを共通の e とすれば、以下の(式17)のように置くこともできる。

$$\mu_{sk} P_k = \mu_{si} P_i + \mu_{sj} P_j = e$$

...(式17)

また簡単の為に、 i 物質と j 物質の総和が一定 (P_0) であり、 i 物質の比を飽和度 (S) とすると、 S は以下の(式18)で与えられる。

$$P_i + P_j = P_0$$

$$S = \frac{P_i}{P_0}$$

...(式18)

したがって、上式は次の（式19）のように見やすくなる。

$$\frac{\partial x}{\partial t} = -[(\mu_i - \mu_j)S + \mu_j]P_0x + by$$

$$\frac{\partial y}{\partial t} = cx - \mu_k P_k y$$

...(式19)

これを解く為に、複数の波長で測定して演算すれば良いことは既に述べた。ここで、状況を理解するための説明を加えておく。上式と（式9）とを組み合わせると、以下の（式20）のようになる。

$$x + y = (1/2) \times \exp \left[(-1/2) \{ (\mu_i - \mu_j)S + \mu_j + \mu_k P_k \} t \right] \\ \times \left[1 + (t^2/8) \times \left[\{ (\mu_i - \mu_j)S + \mu_j - \mu_k P_k \}^2 + 4bc \right] \right]$$

...(式20)

この右辺は、Sを横軸にとって、原点を外した直線で近似される。このことは、本案の手法が均一相における単純な指数関数とは異なっていることを端的に示すものである。

- 5 K-M法についても、同様に、複数の波長でuを測定し、それらの式を組み合わせて解くことができるが、解の表示式は長いので、ここに記載しない。

- 10 このように、ひとつの組織に複数の物質が共存していても、それに応じた方程式を連立させて扱えば常に解を求めることができる。上例では、 $P_i + P_j = P_0$ という関係がある場合を示したが、これに限る必要はなく、未知数を解く為に必要な連立方程式を得る為に、必要なだけの波長点において測定を行えばよい。

全波長域で誤差が最小となるような解を求めることは、線形計画法の手段であるが、これによって正確度は格段に向上する。このとき、相互作用項は消去されているので、相互散乱の波長依存性は誤差にならない。測定の手間を省くための別の手段例を述べる。

- 15 上記測定の場合、一度だけ別の手段で比較標準を作っておいて利用することも可能である。こうすることで、その後は同じ波長で測れば、そのたびにSの値の変化を追跡することができる。

- 20 この方法の特徴は、一度比較標準を決めておけば、その後はこの値を記憶させておくことで、毎回の測定は極めて簡単になるということである。不均一組織の性質は演算において消去されるからで、本特許の特徴であり、前記関数表示の原

理により得られたことである。こうして若干の演算を付加するだけで、均一の場合と同様に目的の計算を達成することができる。

さらに、別の応用について述べる。これまで、説明した方法は、時間に対して定常的な状態について適用された。しかし本特許はこれに止まらず、時間的に変化するような場合についても応用されうるものである。光量分布が平衡状態に達するのは、光が入射端から出射端まで走行する時間自体が多重散乱の影響を受けて単純な走行時間よりも長くなり、通常の対象物の場合には、マイクロ秒程度以下である。従って、特に高速な場合とは高速燃焼反応、爆発ないし破壊現象などの解析がこれに該当する。また、対象物内部が実質的に低速度であって、光源自体が変調光を出射する場合には、すべての場合が適用の対象となる。

今、(式4)について時間(τ)依存項に注目すれば、以下の(式21)が成立する。

$$\frac{\partial^2 x}{\partial t \partial \tau} = -\left(a \frac{\partial x}{\partial \tau} + \frac{\partial a}{\partial \tau} x\right) + b \frac{\partial y}{\partial \tau}$$

$$\frac{\partial^2 y}{\partial t \partial \tau} = c \frac{\partial x}{\partial \tau} - \left(d \frac{\partial y}{\partial \tau} + \frac{\partial d}{\partial \tau} y\right)$$

...(式21)

右辺カッコ内の第2項は、吸収散乱係数または濃度などが変動する場合である。

b、c項は、既に述べたように、ほとんど定数である。

ここで、まず上記変調光の場合をとりあげる。各物質物理量の時間的変化が遅いとき、 $\partial a / \partial \tau$ 、 $\partial d / \partial \tau$ を無視すれば、上記方程式は $\partial x / \partial \tau = x'$ 、 $\partial y / \partial \tau = y'$ と置いて、以下の(式22)で表わされ、すでに述べた場合と

同様に解くことができる。

$$\frac{\partial x'}{\partial t} = -ax' + by'$$

$$\frac{\partial y'}{\partial t} = cx' - dy'$$

...(式22)

変調光を使用するときには検出系において同期検波などの手段を適用して、測定感度を高めることができる利点があり、本発明はこれらの応用にも適用されるものである。

次に、高速反応などの場合について述べる。簡単の為、変動要素はaであると考えると、以下の(式23)が成立する。

$$\frac{\partial x'}{\partial t} = -ax' + by' - \frac{\partial a}{\partial \tau} \int x' d\tau$$

$$\frac{\partial y'}{\partial t} = cx' - dy'$$

...(式23)

一般には、摂動として扱うことができる。すなわち、基準式の解が得られれば、それを初期値として、 $(\partial a / \partial \tau) \int x' d\tau$ を最適化するように繰り返し計算を行うことができ、求める反応パラメータ $\partial a / \partial \tau$ を決定する。

計算精度を高める為に、必要によって波長スペクトルデータを使用すれば良いことは、既に述べた。

ここに説明した解析方法は x 、 y など複数組織において、組織の詳細な光学特性の違い、例えば屈折率の差があっても、それらを陽に扱うことなく、目的の解に到達できるため、実用に極めて有効である。例えば、この光学特性測定によって心臓脈動状況を抽出することができるので、血液の循環に関する情報を得ることができる。また有機合成工場において、反応槽ないし配管中の流動液が不均質の混液であっても、その流動状況を監視することができる。これらの技術も本特許に含まれるものである。

具体実施例として、生体における測定例を説明する。例えば、血中酸素濃度は酸化型ヘモグロビンと還元型ヘモグロビンの濃度によって表される。このほか血液中の血糖、赤血球、コレステロール、中性脂肪などの定量的濃度測定にも応用できるので、従来の採血による血液検査を代替しうるものである。これら成分の吸収スペクトルは良く知られており、可視領域から赤外領域にある。

これらの成分が血液中に存在する場合には、その媒質中では吸収係数と散乱係数とはそれぞれ線形加算的に働くと考えて良い。

ここで、現実の生体では、血管とそれ以外の組織とが不均質な多相混合状態として存在する。この場合、以下の2点が問題となる。すなわち、散乱された光が他の組織へ混入することと、それを分離計測できたとしても定性的な検出にとどまり、絶対値が不明確になることである。

この問題を解決する為、従来パルスオキシメータのような別の手法を適用することが行われてきたが、通常の分光計測だけでは絶対値を知ることは不可能であった。

ここでは光の透過（または反射）のみによって、問題を解決する新しい実施例を示す。上記の（式4）において、それぞれ X 組織は血管内血液部分、 Y 組織はそれ以外の組織部分であって、 x 、 y はそれぞれに含まれる光量とする。

組織 X と組織 Y の間には、拡散その他による光の授受が発生する。一方、媒質が不均一である場合の正確な構造や光の授受の関数形は、計算仮定で消去される

ため、正確な記述を必要としないことが特徴である。

本実施例の場合、皮膚などの別の表面層を介して、光を入射させることになるので、皮膚層における吸収係数などを考慮しなおす必要がある。これは予め測定部位について皮膚層の波長別減衰量 K' も測定又は予想しておき、既知係数として、
5 これによる損失を別途補正しておく。あるいは未定係数として扱うことで、この計算を回避することができる。

計測光は、光源から光ファイバーおよび波長フィルターを介して、生体内部にむけて出射する。受光ファイバーを出射ファイバーの周辺に多数配置し、反射出力をまとめて測定するようになされる。これは上記 x 組織と y 組織からの出力の
10 和が測定出来るように、例えば 1 cm^2 程度の広がった面積を受光できるようになされる。

最初の測定では光を白板に当てて、その反射を受光し、規格化光量の基準値を決めておく。必要に応じて光を一定の周期で断続し、受光側を同期検波することにより、信号対雑音比を向上させることもできる。

もし、必要があれば、最初の場合だけは別の方法で酸素飽和度などを実測し、
15 以後の比較標準として使用することにより、演算を簡略化することもできる。しかし必須ではない。

また実際の測定においては、測定プローブを当てる部位は、所要の複数波長の測定について同一であることが望ましい。上記の相互作用項が共通であることが
20 保証されるので、演算精度などが高くなる。しかし必須ではない。各波長ごとに相互作用項を消去しておけるからである。

出力光量を波長別に測定し、結果を規格化した数字としてデータリスト化して記憶装置に格納しておく。波長測定は複数波長とおいで行うが正確な測定の為には、波長範囲は例えば $450\sim1500\text{ nm}$ 、すなわち可視域と近赤外域にわたっ
25 て行うことが正確な測定の為には好ましい。

上記のようにして、波長範囲の吸収スペクトルを取得し、複数の測定値から、

上記の手法によって、各波長での濃度 P_x , P_y を決定するには 酸化ヘモグロビン、ヘモグロビン、チトクローム、その他既知の吸収スペクトルを基準にして、最小自乗法により測定スペクトルを割り付けて濃度 P_x , P_y を得る。

5 一つの吸収スペクトルピークが単一の吸収物質によることが明らかな場合には、求める吸収係数の標準値自体が既知なので、濃度を求めることができるのであるが、一般にはある波長での値は、複数成分の吸収の和である可能性が大きいので、それらの分離も行う必要がある。前述のように、測定データのスペクトルプロファイルから、各成分の分離ができるので、その後それぞれの波長において、各ピーク値と上記予定されるべき吸収係数とを比較する。

10 その為には、以下のように計算を進める。これらの光吸収物のスペクトルは予め想定できる。たとえば人体の場合、チトクローム、ヘモグロビンなどの還元型、酸化型の組織などである。これらの単一相の時の光吸収係数、散乱係数は既知であるから、これをデータベース化して記憶装置に格納しておき、これを基準データとして、線形計画法の行列要素を決定し、以後の計算に使用する。

15 一般的な手法としては、非線形関数の最適化手法を用いる。すなわち、未知数の偏差ベクトルと、各波長 λ における測定値のベクトルとの間に Gauss-Newton の関係式が成立する。初期値から真値への偏差方程式（式 24）は以下で与えられる。

$$(\Delta z)_\lambda = (J)(\Delta p)$$

あるいは

$$(\Delta p) = J^{-1}(\Delta z)_\lambda$$

...(式24)

20 ここで、 z は波長別測定光量のベクトル、 Δp は求めるべき未知数の濃度のベ

クトルである。また、 J は未知数の行、測定点の列をもつヤコビ行列である。 z の関数形に従って、それぞれの組合せにおいて微係数を計算しておく。逆行列を作るため、転置行列 J^t を用いれば、 $J^{-1} = (J^t J)^{-1} J^t$ となって、新しい未知数の偏差を計算できるので、真値に向かって、逐次近似を進めてゆくことができる。

このとき、透過型にしても $K-M$ 方法においても、光量の解析的表示がなされているため、ヤコビ行列の各要素は、それぞれのベクトル間の微分係数であるが、全て解析的に扱えるので、各行列要素の微分要素もまた解析的に表示しておくことができ、計算が可能である。これは本方法の大きな特徴である。

各組織内では、各成分の吸収が線形和をなすと考えて解析できる。このとき、 $X Y$ 各組織間の相互散乱については、必要によって未定係数として処理する。

得られた結果は、各組織において、構成物質の吸収係数の線形和であるから、続いて線形の計画法によって解くことができる。このときも全測定波長について最小自乗法を適用するほうが、精度は高くなる。

このように、必要に応じて多数の測定波長値から多数の連立方程式を立てることができる為、未知数よりも多い連立方程式を用意できるので、未定係数があっても処理できるのである。

それぞれの波長で各組織について吸収係数が得られた後は、個別の吸収スペクトルが既知であるから、これを標準波形データとして、各成分濃度測定値と一致させるように、各成分比を探索するように線形計画法を適用する。これらの計算には逆行列を解いて最適化するために、公知の数値計算プログラムを計算機に搭載して計算を行わせれば良い。このときの逆行列計算には、前記のように行数と列数とが一般に一致しないので、転置行列と組み合わせる必要がある。

このとき計算精度を高める為、バックグラウンドをも未定係数に含めて考慮すると良い。計算誤差として残る部分は、迷光と光散乱によるもので、一般には波長に対して単調に変化する。特に、主たる組成については単一相の場合、媒質によ

って是一般に既知であるから、バックグラウンドの決定と差引きは容易である。

上記のそれらを拘束条件として、多変数の非線形最適化法によって各成分への成分分析を行い、次に目的成分について未知数を求めるべく、最適解を近似収束させることができる。このとき出発値として、ほぼ予定される t の値から出発し、
5 高速な収束をさせることもできる。

本理論では、侵入深さ t や相互作用 b 、 c 等のパラメータを含むか、これが予め決められない場合について注意しておく。たとえば透過厚み t と言っても被測定物の光入射点から離れた位置ではあるが、光入射面と同じ面から光出射させ測定する場合は、主光線経路は直線的ではなく著しく屈曲しており、代表的な t 値
10 を決めることができない。このようなとき、あらかじめ平均的な t 値を仮定する手法は、減衰が経路長に対して指数関数的であり、光線経路も複雑であり、特に不均質構造の場合にはモンテカルロ法などによる光線経路決定自体も不確実となるため、大きな誤差を招くので使用すべきでない。

このような場合にはパラメータを未定係数として扱うことで、もっとも確から
15 しい α 、 β を決定することができる。さらに、前節で述べたように、実測値のスペクトルから予想される各成分への分解ができることを利用して、最も確からしい各成分値と一致するように、 P_x 、 P_y を定めることができる。

また、本理論が解析的な表示を持つことを利用する計算も可能である。多波長点において、 Z の表示式と前記諸定理とを組み合わせる相互作用項 b 、 c を消去
20 し、 (α, β) ないし (a, d) について解く。これらは、各組織において、構成物質の吸収係数の線形和であるから、線形の計画法にによって解くことができる。このときも全測定波長について最小自乗法を適用するほうが精度が高くなる。

以上説明したように、本願発明の手法は光量を α 、 β をべき指数とする2つの指数関数の線形結合及びそれらの指数から誘導される関数で記述できると考え、
25 これを組合わせた解析的表現を用いるところに本質がある。この表現を介して、不均一かつ強い散乱を示す媒質の光学常数を表現でき、かつ不均一に関係する構

造などの不確定要因を、陽に扱わなくてすむ利点がある。

本発明の基本式を適用して数値計算するとき、これに吸収係数散乱係数など既知の係数をあてはめること、および未定係数を仮定して解くことなどは計算上の便宜により適当におこないうるものであって、線形計画法などによって最適値を導出することも、数学上の公知の手段である。

以上、説明したように不均質媒質において、その不均一状態を陽に取り扱うことなく、計測したり、解析できることは、実用上、重要な価値を有しており、その例は既に若干述べた。

生体、植物、葉、果実、木材、粉体、固液混合物、また、乳液、汚水、海水、霧煙中の物体は、不均一性と同時に、強い散乱特性を有しており、実用上重要なこれらの光計測には誤差が多く発生する。これらの不均一な内部組織構造は種々雑多な複雑な状況を示すので、これらの状況をいちいち特定しながら計測することは、ほとんど不可能である。本発明の手法は、これら複雑な要素を陽に扱わずに結果に到達する数学的手法を提案するものである。

その本質は、2つの指数関数の線形結合によって解が表示されることに基づいており、不均一性を考慮しながら解析的に解を求められることの発見にある。その手法を具体的に適用するさいには、透過光測定と反射光測定とでは詳細な数式は異なるが、基本的に解析表示媒介として、必要な値、例えば P_x 、 P_y など求めることができる。

この際、相互作用項を未定係数として取り込むことの仮定を必要とするが、複散波長で測定することにより、解を求めることができる。

本方法は完全に数学的に厳密性を保証された原理に基づいているので、複雑な問題を扱うのに適している。従って、上記に例示した不均質で強い散乱を伴う物質の計測には、本発明の方法は適している。

以上、説明した方法は、不均一構造の故に、光量が指数関数の和となることを利用するものである。上述した従来公知例では、均一相について測定結果を修正

することを主張するが、本方法では、不均一相の場合、前記の組合わせ方程式から正しい値を算出できることを、主張するものである。

以上説明したように、上記方法は、不均質媒質中に光を入射させ、不均質媒質から出射される光の強度を検出し、検出された光の強度を、不均質媒質の物理量に依存すると共に、 e を底とする侵入深さの指数関数の線形和で表される関数及び又はこの関数から導出される関係式に基づいて不均質媒質の物理量を決定することを特徴とする。この場合、不均質媒質の光学的分析を正確に行うことができる。

上記方法によれば、不均質媒質が不均質または混合物のような多相又は多相分離構造であるとき、これに適用して、各組織中の各相成分を分離して独立に算出することができる。

また、不均質媒質が多数区分組織から成る場合、各組織種類数に応じた媒介要素数を含む連立方程式から縮約し、組織 X 、 Y が2つの場合の上記分析手法にこれを適用することができる。

以上、説明したように、上記実施の形態に係る方法は、媒質を透過又は反射する光の強度から媒質の物理量を決定する光学的分析方法において、特に前記媒質とは、異なる光学特性を有する複数の組織を含む吸収及び散乱性の媒質であり、媒質に既知強度の光を入射する第1工程と、媒質から出射される光強度を計測する第2工程と、これらの光強度数値をする第3工程と、該数値を組み合わせた演算によって不均質光散乱の影響を消去又は回避して演算に必要な係数を導出する第4工程と、これらによって求められる係数を記憶する第5工程と、複数波長における光強度計測値を用いて当該波長範囲内における最適化を行うための線形代数演算を行う第6工程とを備え、演算に用いる前記関数は、各組織相互間の光散乱による光量再分配を記述する連立微分方程式の解として定義される関数であって、不均質媒質の物理量に依存し e を底とする光の侵入深さの指数関数の線形和及びこれから導かれる関数で記述されることを特徴とする。本方法によれば、不均質

媒質の物理量を正確に分析することができる。

また、上記方法においては、前記出射される光が前記不均質媒質からの透過光であるとき、前記指数関数は、前記強度を I 、前記侵入深さを t 、前記指数関数のべき指数を α 及び β などとすると、 $I = (e^{-\alpha t} + e^{-\beta t}) / 2$ のように、複

5 数の指数関数の線形和で示されることが好ましい。

前記方法においては、前記出射される光は、前記不均質媒質によって反射された反射光であり、前記反射光の光量に関する関数は2つの組織から成り立つときに、 $(\alpha + \beta) / \alpha \beta$ 及び $1 / \alpha \beta$ の線形和であることが好ましい。

前記物理量は前記不均質媒質の吸収係数、前記不均質媒質の散乱係数、又は前

10 記不均質媒質中の所定成分の濃度であることが好ましい。

前記光量再分配を規定する相互散乱係数は、多くの場合に等しいことを利用して、演算を容易にする方法を用いることを含むことが好ましい。

産業上の利用可能性

本発明は、不均質媒質の光学的分析方法に利用することができる。

請求の範囲

1. 媒質を透過又は反射する光の強度から媒質の物理量を決定する光学的
分析方法において、特に前記媒質とは、異なる光学特性を有する複数の組織を含
む吸収及び散乱性の媒質であり、媒質に既知強度の光を入射する第1工程と、媒
5 質から出射される光強度を計測する第2工程と、これらの光強度数値をする第3
工程と、該数値を組み合わせた演算によって不均質光散乱の影響を消去又は回避し
て演算に必要な係数を導出する第4工程と、これらによって求められる係数を記
憶する第5工程と、複数波長における光強度計測値を用いて当該波長範囲内にお
ける最適化を行うための線形代数演算を行う第6工程とを備え、演算に用いる前
10 記関数は、各組織相互間の光散乱による光量再分配を記述する連立微分方程式の
解として定義される関数であって、不均質媒質の物理量に依存し e を底とする光
の侵入深さの指数関数の線形和及びこれから導かれる関数で記述されることを特
徴とする不均質媒質の光学的分析方法。

2. 前記出射される光が前記不均質媒質からの透過光であるとき、前記指
15 数関数は、

前記強度を I 、前記侵入深さを t 、前記指数関数のべき指数を α 及び β などと
するとき、

$$I = \frac{e^{-\alpha t} + e^{-\beta t}}{2}$$

20 のように、複数の指数関数の線形和で示されることを特徴とする請求の範囲第1
項に記載の不均質媒質の光学的分析方法。

3. 前記出射される光は、前記不均質媒質によって反射された反射光であ
り、前記反射光の光量に関する関数は2つの組織から成り立つときに、 $(\alpha + \beta)$
/ $\alpha\beta$ 及び $1/\alpha\beta$ の線形和であることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の
不均質媒質の光学的分析方法。

4. 前記物理量は前記不均質媒質の吸収係数、前記不均質媒質の散乱係数、又は前記不均質媒質中の所定成分の濃度であることを特徴とする請求の範囲第1項に記載の不均質媒質の光学的分析方法。

5 5. 前記光量再分配を規定する相互散乱係数は、多くの場合に等しいことを利用して、演算を容易にする方法を用いることを含むことを特徴とする請求の範囲第1項に記載の不均質媒質の光学的分析方法。

図1A

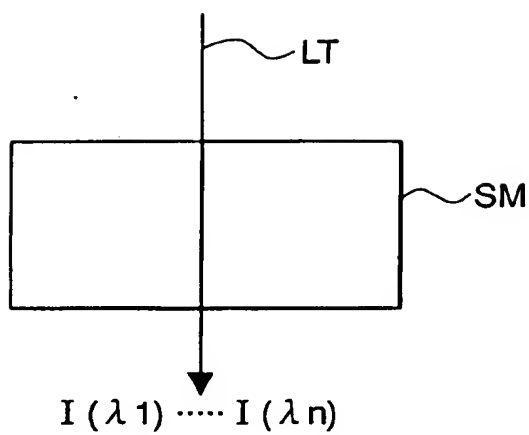


図1B

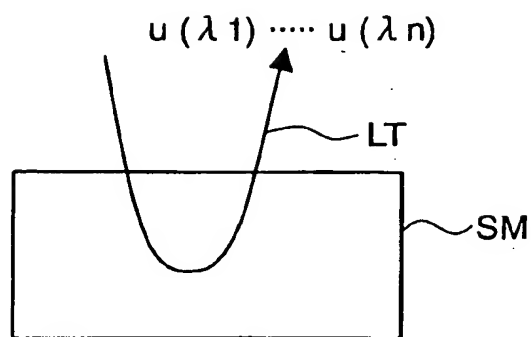


図2

